

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平9-189659

(43)公開日 平成9年(1997)7月22日

(51)Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 1 N	21/64		G 0 1 N 21/64	Z
A 6 1 B	10/00		A 6 1 B 10/00	
A 6 1 C	19/04		G 0 1 J 3/51	
G 0 1 J	3/51		A 6 1 C 19/04	Z

審査請求 未請求 請求項の数27 O L (全 7 頁)

(21)出願番号 特願平8-296262

(22)出願日 平成8年(1996)11月8日

(31)優先権主張番号 1 9 5 4 1 6 8 6 : 4

(32)優先日 1995年11月8日

(33)優先権主張国 ドイツ (D E)

(71)出願人 592175841

カルテンバッハ ウント ホイクト ゲゼ
ルシャフトミット ベシュレンクテル ハ
フツング ウント カンパニー

KALTENBACH & VOIGT
GESELLSCHAFT MIT BE
SCHRAHKTER HAFTUNG
& COMPAGNIE

ドイツ, リッセ, ヴィベラッハ D-
7950, ビスマルクリンク 39

(74)代理人 弁理士 佐藤 隆久

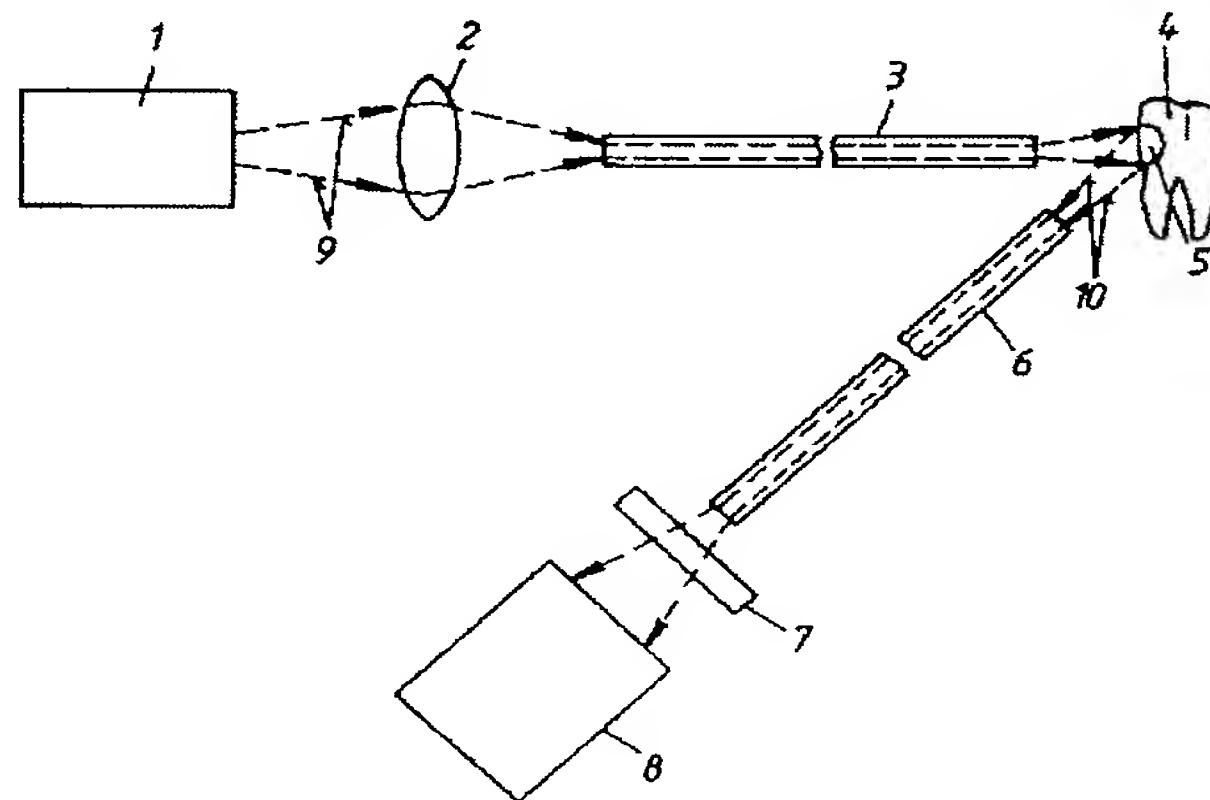
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 歯の状態の認識装置

(57)【要約】

【課題】 検出精度および信頼性の高い虫歯および歯垢の影響またはバクテリアによる歯の感染を認識する歯の状態の認識装置を実現する。

【解決手段】 検査すべき歯(4)に指向させ、その歯(4)において蛍光性放射光(10)を励起させる励起放射光(9)を発生する光源(1)と、上記歯(4)からの蛍光性放射光(10)を検出する検出装置(8)と、上記検出装置(8)の前部に設置されたスペクトルフィルタ(7)とを有する歯の状態の認識装置において、上記光源(1)の励起放射光(9)の波長は600nmから670nmの間に設定されている。これらの手段により、虫歯領域の蛍光スペクトルおよび健康な歯の領域の蛍光スペクトルの強度差が拡大され、虫歯の認識が容易になる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】検査すべき歯(4)に指向させ、その歯(4)において蛍光性放射光(10)を励起させる励起放射光(9)を発生させる光源(1)と、

上記歯(4)の蛍光性放射光(10)を検出する検出装置(8)と、

上記検出装置(8)の前部に設置されたスペクトルフィルタ(7)とを有する虫歯および歯垢の影響またはバクテリアによる感染を認識する歯の状態の認識装置において、

上記光源(1)から発生される励起放射光(9)の波長は600ナノメートル(nm)から670ナノメートルの間にあることを特徴とする歯の状態の認識装置。

【請求項2】上記スペクトルフィルタ(7)は、670ナノメートルより長い波長の放射光を通過させるように構成されている請求項1に記載の歯の状態の認識装置。

【請求項3】上記光源(1)から発生される励起放射光(9)の波長は、630ナノメートルから650ナノメートルまでである請求項1または請求項2に記載の歯の状態の認識装置。

【請求項4】上記スペクトルフィルタ(7)は、有色ガラス遮断フィルタまたは回折格子により構成される請求項1～3の何れかに記載の歯の状態の認識装置。

【請求項5】上記スペクトルフィルタ(7)は、弱蛍光性である請求項1～4の何れかに記載の歯の状態の認識装置。

【請求項6】上記スペクトルフィルタ(7)は、波長が670ナノメートルから800ナノメートルにある放射光を通過させる請求項1～5の何れかに記載の歯の状態の認識装置。

【請求項7】上記スペクトルフィルタ(7)と直列に、さらに波長800ナノメートル以下の放射光を通過させるスペクトルフィルタが設けられる請求項1～5の何れかに記載の歯の状態の認識装置。

【請求項8】上記検出装置(8)には、感光性素子として、少なくとも一つのフォトダイオードを有する請求項1～7の何れかに記載の歯の状態の認識装置。

【請求項9】上記検出装置(8)には、当該検出装置(8)により検査された歯(4)の蛍光性放射光(10)に基づき、歯の状態を決定する評価装置(12)が接続されている請求項1～8の何れかに記載の歯の状態の認識装置。

【請求項10】上記歯(4)の蛍光性放射光(1)を増幅するための増幅素子が設けられている請求項1～9の何れかに記載の歯の状態の認識装置。

【請求項11】上記検出装置(8)は、増倍型光電管を有する請求項1～10の何れかに記載の歯の状態の認識装置。

【請求項12】上記励起放射光(9)および上記歯(4)の蛍光性放射光(10)は、光導体(3、6)に

より伝搬される請求項1～12の何れかに記載の歯の状態の認識装置。

【請求項13】上記光源(1)により発生される励起放射光(9)は、当該励起放射光(9)に連結したレンズシステムを介して、光導体(3)に導かれ、および/または、上記光導体(3)の終端に設置されたレンズシステムを介して歯に伝搬される請求項12に記載の歯の状態の認識装置。

【請求項14】上記蛍光性放射光(10)は、当該蛍光性放射光(10)に連結したレンズシステムを介して、光導体(6)に供給され、および/または、上記光導体(6)の終端に設置されたレンズシステムを介してスペクトルフィルタに伝搬される請求項12または13に記載の歯の状態の認識装置。

【請求項15】上記励起放射光(9)および上記蛍光性放射光(10)にそれぞれ独立した光導体(3、6)が設けられた請求項12～14の何れかに記載の歯の状態の認識装置。

【請求項16】上記励起放射光(9)および上記蛍光性放射光(10)に共通の光導体が設けられた請求項12～14の何れかに記載の歯の状態の認識装置。

【請求項17】上記光源(1)と上記光導体(3)の上記光源側終端との間に、上記蛍光性放射光(10)を分離するためのビーム分離器が設けられている請求項16に記載の歯の状態の認識装置。

【請求項18】上記光導体は、上記励起放射光(9)を伝搬するための少なくとも一本の光ファイバー(3)と、

上記蛍光性放射光(10)を伝搬するための複数本の光ファイバー(6a)を有する請求項16または17に記載の歯の状態の認識装置。

【請求項19】上記蛍光性放射光(10)を伝搬する光ファイバー(6a)は、上記励起放射光(9)を伝搬するための少なくとも一本の光ファイバー(3)を中心として、その周囲に配置されている請求項18に記載の歯の状態の認識装置。

【請求項20】上記蛍光性放射光(10)を伝搬する光ファイバーは、直径方向に沿って、上記励起放射光(9)を伝搬するための少なくとも一本の光ファイバー(3)から外側に面取り加工が施されている請求項19に記載の歯の状態の認識装置。

【請求項21】上記光ファイバーの直径は、ほぼ200マイクロメートル(μm)である請求項18～20の何れかに記載の歯の状態の認識装置。

【請求項22】上記光源(1)は、レーザダイオード、またはHeNeレーザである請求項1～21の何れかに記載の歯の状態の認識装置。

【請求項23】上記励起放射光(9)は、周期的に変調され、

上記検出装置(8)は、上記励起放射光(9)の変調周

波数に応じて変調された蛍光性放射光(10)を評価し、虫歯および歯垢の影響またはバクテリアによる歯の状態を検出する請求項1~22の何れかに記載の歯の状態の認識装置。

【請求項24】上記励起放射光(9)の変調周波数は、100Hzから20kHzまでの範囲である請求項23に記載の歯の状態の認識装置。

【請求項25】上記励起放射光(9)の周期的な変調は、回転する開口ダイヤフラムにより実現する請求項23または24に記載の歯の状態の認識装置。

【請求項26】上記励起放射光(9)の周期的な変調は、上記レーザダイオードに供給されたレーザダイオード電圧を変化させて行う請求項23または24の何れかに記載の歯の状態の認識装置。

【請求項27】上記検出装置(8)から出力された測定信号は、音声により示される請求項1~26の何れかに記載の歯の状態の認識装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、請求項1の前文に従う虫歯および歯垢の影響またはバクテリアによる歯の感染を認識する歯の状態の認識装置に関するものである。特に、検査すべき歯に指向させ、その歯において蛍光性放射光を励起させる励起放射光を発生する光源と、上記歯の蛍光性放射光を検出する検出装置と、上記検出装置の前部に設置されたスペクトルフィルタとを有する歯の状態の認識装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】虫歯および歯垢の影響またはバクテリアによる歯の感染を視覚検査により、またはX線を用いることによって発見できることは知られている。しかし、視覚検査によってはしばしば満足した結果が得られない。それは例えば、初期段階の虫歯または歯の観察しにくい場所にある虫歯は検出できないからである。他方では、X線は虫歯および他の歯の病気の発生を検出するには有効な方法と実証されたにも関わらず、X線による人体の健康への影響を考慮すると、この検査方法は最適ではない。従って、歯における虫歯の存在を検出可能にする新しい技術の開発の必要性が存在していた。

【0003】ドイツ特許DE3031249C2には、実質的な単色光によって歯を照射する人間の歯にある虫歯の非接触検査方法が提案されている。実質的な単色光の放射光は、歯における蛍光性放射光を励起する。虫歯と健康な歯の領域から反射された蛍光スペクトルは明らかに違いを示すことが発見された。従って、歯の蛍光スペクトルの赤色スペクトル領域(波長約550~650nm)では、虫歯の蛍光性放射光の強度は健康な歯より非常に強い。反対に、蛍光スペクトルにおける青色スペクトル領域(波長約350~450nm)では、虫歯領域と歯の健康な領域の蛍光性放射光の強度はほぼ同じで

ある。

【0004】ドイツ特許3031249C2は、例えば、波長410nmの光で歯を照射し、二つのフィルタを用いて、光検出器によって、450nmの第1の波長および610nmの第2の波長、即ち、青色および赤色スペクトル領域の歯の蛍光性放射光を検出することを提案している。このような方式で検出された蛍光性放射光強度を引き算処理することで、放射強度の差により、健康な歯と虫歯領域を明瞭に区別することができる。

10 【0005】同様な方法は、S.Albin その他の論文“歯におけるレーザにより励起された蛍光”,Proc. SPIE 907, pages 96-98, 1988にも述べられている。それによると、波長488nmの光による励起が提案されている。

【0006】ドイツ特許出願DE4200741Aは、さらなる改良を加えた利点として、波長360から580nmまでの励起放射光で歯の蛍光性放射光を発生させ、歯の蛍光性放射光の内、波長620nm以上の蛍光性放射光を抽出することを提案している。これらの手段により、励起放射光の波長と受信された蛍光性放射光の波長の差が十分大きく、励起放射光と蛍光性放射光が重なることによる判定結果の歪みの発生を防止できる。

20 【0007】E. de Josselin de Jongその他の論文“レーザ励起蛍光による生体内の初めてのエナメル虫歯の変化の定量化方法”, Caries Res. 1995, 29, pages 2-7では、波長488nmのレーザで歯を照射し、CCDカメラで歯からの蛍光性放射光の内波長520nm以上の蛍光性放射光を検出することを提案した。コンピュータプログラムにより、検出結果が評価され、虫歯領域を検出できる。

30 【0008】

【発明が解決しようとする課題】上述した既知の検査方法および装置は、歯の蛍光性放射光を励起するために、一般的に、波長580nm以下の励起放射光を用いる。これらの手段によると、蛍光性放射光を発生するために比較的に大きな有効断面積が得られるが、健康な歯の組織からの蛍光性放射光は虫歯の損傷部分からの蛍光性放射光より非常に強い。従って、既知の検査方法および装置においては、蛍光性放射光の複雑な比較作業が必要であり、特定の波長領域において、隣り合う健康な歯と虫歯領域から放射された蛍光性放射光(E. de Josselin de Jongその他の論文を参照)、または異なる二つの波長領域からの蛍光性放射光の測定信号を複雑な方法で互いに比較する必要がある(ドイツ特許DE3031249C2を参照)。さらに、上述した既知の装置は複雑な構造を要求しており、これらの装置を経済的に製造することはできず、市場に流通することは殆どない。

40 【0009】一般的に、励起放射光の波長を短くすることにより、歯の組織による光の散乱が増加する。既存の装置による短波長の励起放射光およびそれにより生じた強い光散乱により、励起放射光が直接照射された歯の表

面領域しか検査できないので、既知の装置および方法に関しては、さらに問題がある。

【0010】従って、本発明の目的は、直接に観察できないまたは届かない歯の領域にある虫歯および歯垢の影響またはバクテリアによる歯の感染を確実に検出することを可能とし、高い感度を有する虫歯および歯垢の影響またはバクテリアによる歯の感染を認識する歯の状態の認識装置を提供することにある。さらにこの装置は簡単で、経済的で、上述した問題の影響を受けにくいべきである。

【0011】

【課題を解決するための手段】この目的は、請求項1に記載の特徴により達成できる。即ち、検査すべき歯に指向させ、その歯において蛍光性放射光を励起させる励起放射光を発生させる光源と、上記歯の蛍光性放射光を検出する検出装置と、上記検出装置の前部に設置されたスペクトルフィルタとを有する虫歯および歯垢の影響またはバクテリアによる感染を認識する歯の状態の認識装置において、上記光源から発生される励起放射光の波長は600nmから670nmまでの間にあることを特徴とする。本発明の好適な構成は副請求項に記載されている。本発明によれば、歯における蛍光性放射光を発生させるため、光源から照射された励起放射光の波長は600nmから670nmの間にある。歯の蛍光性放射光はフィルタにより検出される。本発明によれば、このフィルタの通過帯域は、波長670nm以上である。

【0012】本発明は、実験結果に基づくものである。それによると、赤色スペクトル領域（即ち、波長が600から670nmの間）による励起放射光により、バクテリアによる感染された歯、特に虫歯の場合、蛍光性放射光が励起される。上述した波長領域による励起放射光では、従来技術の説明に関して、健康な歯の領域からの蛍光性放射光はこのような励起波長において大きく低減される利点がある。これらの手段によれば、虫歯領域からの蛍光性放射光に、健康な歯の組織からの蛍光性放射光がわずかに重なるだけなので、虫歯および歯垢の影響またはバクテリアによる歯の感染を簡単に、問題に影響されにくい方法で、しかも高感度で認識できる。従って、本発明の装置は、虫歯およびバクテリアによる歯の感染の早期診断に理想的である。

【0013】さらに、本発明では、従来技術と逆に、蛍光性放射光の狭いスペクトル領域のみではなく、波長が670nm以上の非常に広いスペクトル領域を利用して、蛍光性放射光を評価することができる。蛍光性放射光の検出において、本発明にかかる装置の高い感度により、複雑なCCDカメラおよび高感度の増倍型光電管を用いる必要がなく、感光性素子として、簡単なフォトダイオードを用いて、歯の蛍光性放射光を検出することができる。本発明のさらなる利点は、本発明による励起光の波長領域およびフィルタによって検出される蛍光性放

射光において、歯の組織からの散乱を非常に小さく保持できることにある。従って、例えば、歯と歯の間の領域に発生した虫歯、または進行中の虫歯などのように、観察が困難または届きにくい歯の領域に発生した虫歯でも簡単な方法で確実に認識することができる。最後に、本発明によれば、例えば、レーザダイオードなどの簡単な光源を用いることができるので、複雑なコリメータ光学システムを必要としない利点がある。また、簡単なバッテリーによる操作ができる。

10 【0014】

【発明の実施の形態】図面および好適な実施形態を参照しながら、本発明はさらに詳細に記述される。

第1実施形態

図1は本発明に係る装置を用いた場合、歯の組織の蛍光スペクトルの例を示す。蛍光スペクトルa1は虫歯領域の蛍光スペクトルを示し、b1は健康な歯の組織の蛍光スペクトルを示している。色素レーザ(dye laser)を用いて励起放射光を発生させることにより、蛍光スペクトルが得られる。例えば、励起波長620nmの場合、蛍光スペクトルa1およびb1が得られ、励起波長630nmの場合、蛍光スペクトルa2およびb2が得られ、励起波長640nmの場合、蛍光スペクトルa3およびb3が得られ、励起波長650nmの場合、蛍光スペクトルa4およびb4が得られる。図1に示す蛍光スペクトルにおいて、レーザのパワーは60ミリワット(mW)である。図1によると、本発明によって提案される波長600~670nm範囲の励起放射光および歯の蛍光性放射光の内波長670nm以上の領域を利用することにより、虫歯領域および健康な歯の領域の蛍光強度は著しく異なる結果が得られる。従って、本発明によれば、波長670nm以上の領域から検出された蛍光性放射光は、直接、且つ簡単に評価できる。その結果、直接に検出された蛍光性放射光に基づき、虫歯領域の存在を決定できる。従って、本発明の装置を用いることにより、従来技術から知られている非常に複雑な評価手順は不必要となる。

【0015】図2は本発明に係る装置の第1の実施形態を示している。光源1により発生される励起放射光9は結合レンズ系2および光導体3を介して、歯4の検査すべき領域5に照射される。波長600nmから670nmまでの励起放射光により、照射された歯4の検査すべき領域5において、比較的に広いスペクトル領域にわたって蛍光性放射光10が励起される。励起された蛍光性放射光10は第2の光導体6およびスペクトルフィルタ7を介して検出装置8に伝搬され、歯の蛍光性放射光の検出および評価に用いられる。従って、スペクトルフィルタ7は好適には、波長670nm以上の蛍光性放射光のみを通過させるように形成される。検出装置8は伝搬されてきた蛍光性放射光10を直接評価し、検出された蛍光性放射光により、直接に虫歯および歯垢の影響また

はバクテリアによる歯の感染の有無を決定する。

【0016】光源1は、好適には、HeNeレーザまたはレーザダイオードを用いて、波長600～670nmの励起放射光を発生する。それによって、波長の増加に伴いこれらのレーザダイオードの出力可能なパワーが増加し、コストが低減する。反対に、励起放射光の波長が増加することにより、励起放射光と蛍光性放射光のスペクトルの差が低減し、フィルタに対する要求が厳しくなる。折衷案として、特に波長650nm前後の励起放射光が有利である。

【0017】励起放射光9は、独立したレンズ系2を介して、光導体3に結合される。または、通常レーザダイオードが組み込まれた場合に、コリメータ光学システムを介して、光導体3に結合される。このような光導体は硬性または可撓性を備えるように形成される。さらに、その歯側の終端に他の光学手段、例えばレンズを装着して光ビームを所定の方向に指向させ、および／または患者の口に合うように、あるいは検査すべき歯に応じてその形状が設定される。さらにまた、歯4の検査を容易に行うように、光導体3に交換可能な屈折ミラーまたはレンズを装着する。従って、このような光導体3を用いることにより、歯の領域5または検査すべき歯4に励起放射光9を指向させることを可能にする。これにより、本発明に係る装置は日常に行われている人間の歯（または動物の歯）の虫歯検査における様々な要求に柔軟に対応できる。

【0018】上述した光導体3に関する内容は、さらに蛍光性放射光10をフィルタ7に伝搬する光導体6にも当てはまる。二つの光導体3および6はそれぞれ複数の光ファイバーから構成することができる。光源1としてレーザを用いる場合、励起放射光9および蛍光性放射光10は、例えば、芯の直径が200マイクロメートル（ μm ）の比較的に細い光ファイバーを用いて伝送することができる。歯の外部表面を検査する場合、二つの光導体3および6を別々に用いることが特に好都合である。図2に示す実施形態により、光導体3および6の歯側の位置は互いに独立して別々に選択することができ、特に深いところにある虫歯あるいは不明な病状を検査するときに満足した検出感度を実現できる。

【0019】本発明に係る装置のフィルタ7は、波長670nm以上に大きな通過帯域を有する。フィルタ7は、例えば、有色ガラスの遮断フィルタにより実現でき、または、例えば、回折格子などのスペクトル選択用光学素子により実現できる。好適には、フィルタ7自体はできる限り蛍光性を有しないように構成される。図1に示すように、本発明により、波長670nmから800nm範囲内の蛍光スペクトル領域が特に興味深い。従って、さらに波長800nm以上の長波長領域を遮断するフィルタ7aを適切に直列に設けることができる。代わりに、波長670nmから800nmまでの通過帯域

を有するフィルタ7を用いることもできる。

【0020】検出装置8は、好適には感光性素子としてフォトダイオードを用いて、蛍光性放射光を検出する。感度を向上させるため、フォトダイオードに前置増幅器が組み込まれる。同様に、蛍光性放射光の光学領域において、増幅素子として、増倍型光電管を用いることも考えられる。

【0021】光源1および検出装置8の感光性素子とともに半導体素子により構成された場合に、本発明に係る装置に、低電圧電源部品を用いることができる。これにより、消費電力を低減でき、電源としてバッテリーまたは充電型バッテリーのみで構成できる。

【0022】第2実施形態

図3は本発明に係る装置の第2の実施形態を示し、図2に示した装置の構成部分は同じ参照符号を用いて表記する。図3に示す実施形態によると、蛍光性放射光10は励起放射光9とともに同じ光導体3により伝搬される。光導体3のビーム出力から蛍光性放射光10を取り出すために、ビーム分離器11が設けられている。ビーム分離器11は、光源1とレンズ2との間に設置され、あるいは、レンズ2と光導体3の光源側の終端との間に設置されている。本発明のこのような構成は、歯の根管を検査する場合に特に有用である。

【0023】第3実施形態

図4は本発明に係る装置の第3の実施形態を示している。本実施形態によると、励起放射光9および蛍光性放射光10を伝搬するため、基本的に二つの光導体3および6は別々に設けられているが、取扱いを便利にするために、光導体3と光導体6はハンドピース15の形にまとめられている。光導体6自体は、複数の光ファイバー6aを含む。代わりに、励起放射光9を伝搬する光導体3も複数の光ファイバーにより構成することができる。

【0024】図5は歯に向かう側のハンドピース15の断面図を示している。好適には、光導体6を構成する各々の光導体6aは光導体3の一本のファイバーを中心として、その周囲に配置されている。この方法により、蛍光性放射光の検出の信頼性と精度が向上し、且つ安定化される。

【0025】図6は歯に向かう側のハンドピース15の側面図を示している。図6に示すように、好適には、光ファイバー6aの終端はハンドピース15と検査される歯の表面5との距離に応じて、面取り加工が施されている。これにより、励起放射光9および蛍光性放射光10の確実な、広範囲な重なり合いが達成できる。

【0026】図4には指示装置または表示装置13を有する評価装置12が付け加えて表示されている。評価装置12は、検出装置8から伝送されてきたデータを評価して、虫歯領域の有無を決定する。指示装置または表示装置13は検出装置8から伝送されてきた測定信号を視覚的に表示する。同様に、音声によって測定信号を示す

ことも考えられる。評価装置 12 および／または表示装置 13 は検出装置 8 に組み込むこともできる。

【0027】上述した方法により虫歯および歯垢の影響またはバクテリアによる歯の感染を認識する場合に、検出された蛍光性放射光に日光または室内の人工照明が重なり、検査能力が低下するという一般的な問題がある。同様に、この周囲光が歯によって反射され、結果的に光導体 6 の光ファイバー 6a により集光される。そして、本発明に応じた検出領域（波長 670 nm 以上）にある周囲光のスペクトル領域が背景信号を発生し、虫歯認識の感度を制限する。

【0028】本発明によれば、光源 1 により生成された励起放射光 9 を周期的に変調することにより、この問題を有効に解決することができる。従って、例えば、励起放射光 9 をパルスのように発生することが考えられる。この場合に、励起状態が数ナノ秒（ns）程度の短い持続時間により、实际的に蛍光性放射光は励起放射光の強度に追従する。反対に、周囲光は周期的に変調されることなく、ただ一定の量として検出された蛍光性放射光に重なる。蛍光性放射光を評価する場合に、関連した周波数で周期的に変調された蛍光性放射光のみが検出信号として評価される。

【0029】この方法により、一定の量の周囲光はある程度除去され、虫歯および歯垢の影響またはバクテリアによる歯の状態の認識は周囲光から実質的に無関係となる。しかし、周囲光は電源電圧の周波数に応じて少しながら変調されるので、励起放射光 9 の変調周波数は電源電圧の周波数から著しく離れるように選択する必要がある。好適には、100 Hz から 200 kHz の範囲内で選択することが望ましい。これらの変調周波数により、励起放射光の変調成分は簡単な方法で評価でき、またはヘッドセットあるいはスピーカなどの音声的な方法で評*

* 価できる。

【0030】図 4 に回転する開口ダイヤフラム 14 を用いて励起放射光 9 を変調する例を示している。これは他の機械式のチョッパにより代替することができる。光源 1 にレーザダイオードが用いられる場合に、レーザダイオードの駆動電圧を対応して変動させる方法により励起放射光 9 の変調を直接に実現できる。

【0031】

【発明の効果】以上説明したように、本発明の歯の状態の認識装置によれば、虫歯領域および健康な歯の領域からの蛍光性放射光の蛍光スペクトル強度の差が広がり、虫歯および歯垢の影響またはバクテリアによる歯の感染部分の検出精度および信頼性の向上を図れ、構造の簡単化およびコストの低減を実現できる利点がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に係る装置を用いた場合、虫歯および健康な歯組織の蛍光スペクトル例を示す図である。

【図 2】本発明に係る装置の第 1 の実施形態を示す図である。

【図 3】本発明に係る装置の第 2 の実施形態を示す図である。

【図 4】本発明に係る装置の第 3 の実施形態を示す図である。

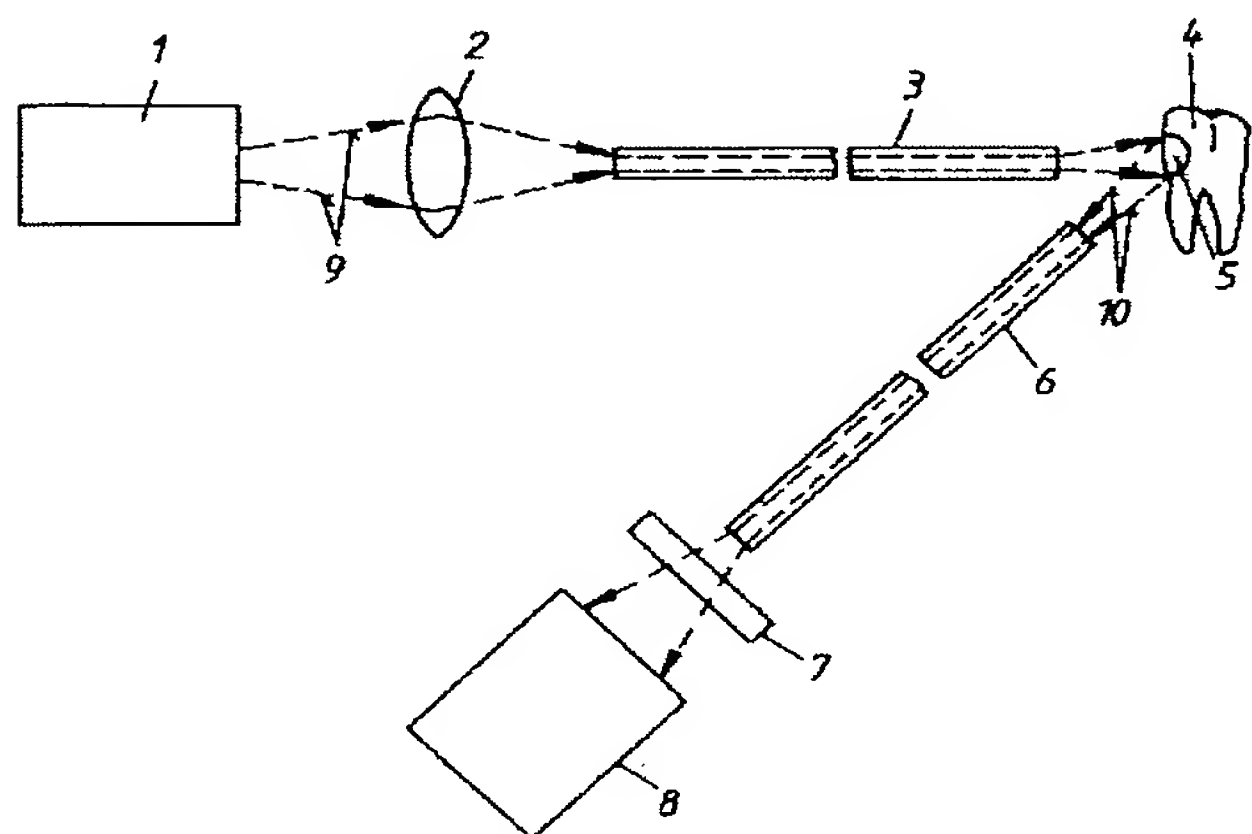
【図 5】本発明の装置に係る光導体の断面図である。

【図 6】図 5 に示す光導体の好適な構成の歯側の終端部分の側面図である。

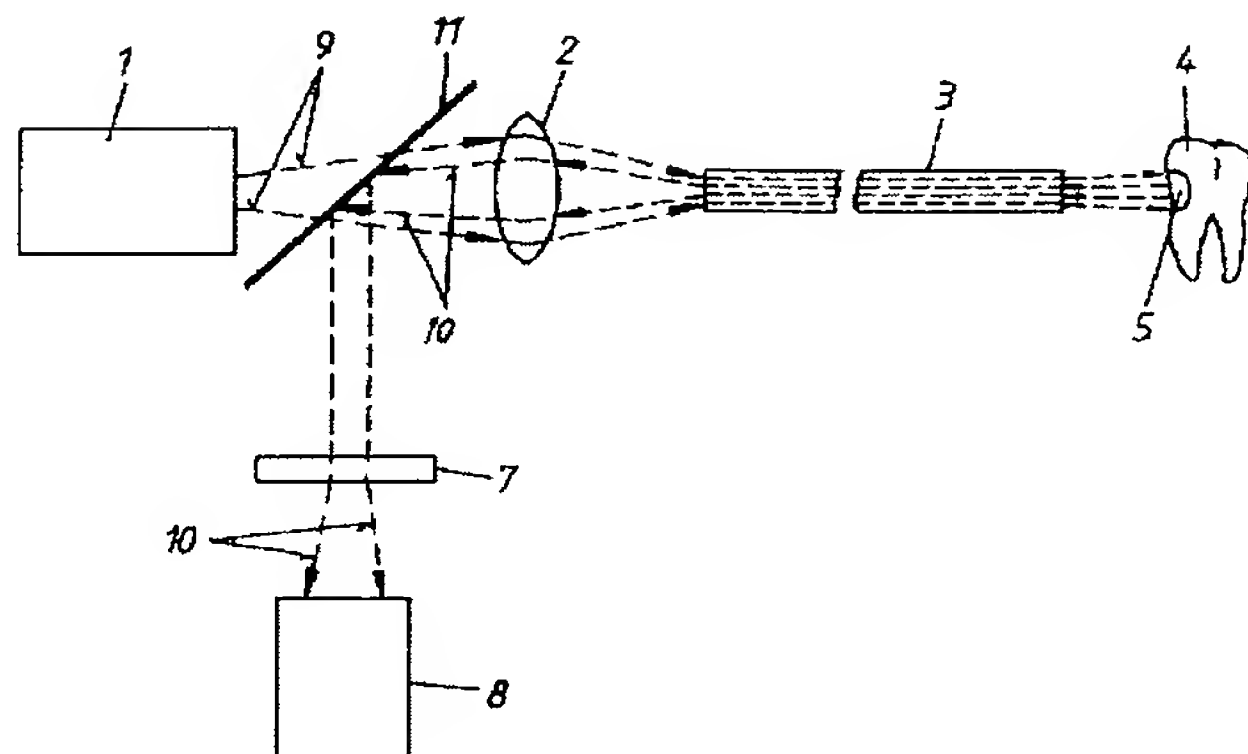
【符号の説明】

1…光源、2…レンズ、3、6、6a…光導体、4…歯、5…歯の検査すべき領域、7…フィルタ、8…検出装置、9…励起放射光、10…蛍光性放射光、11…ビーム分離器、12…評価装置、13…表示装置。

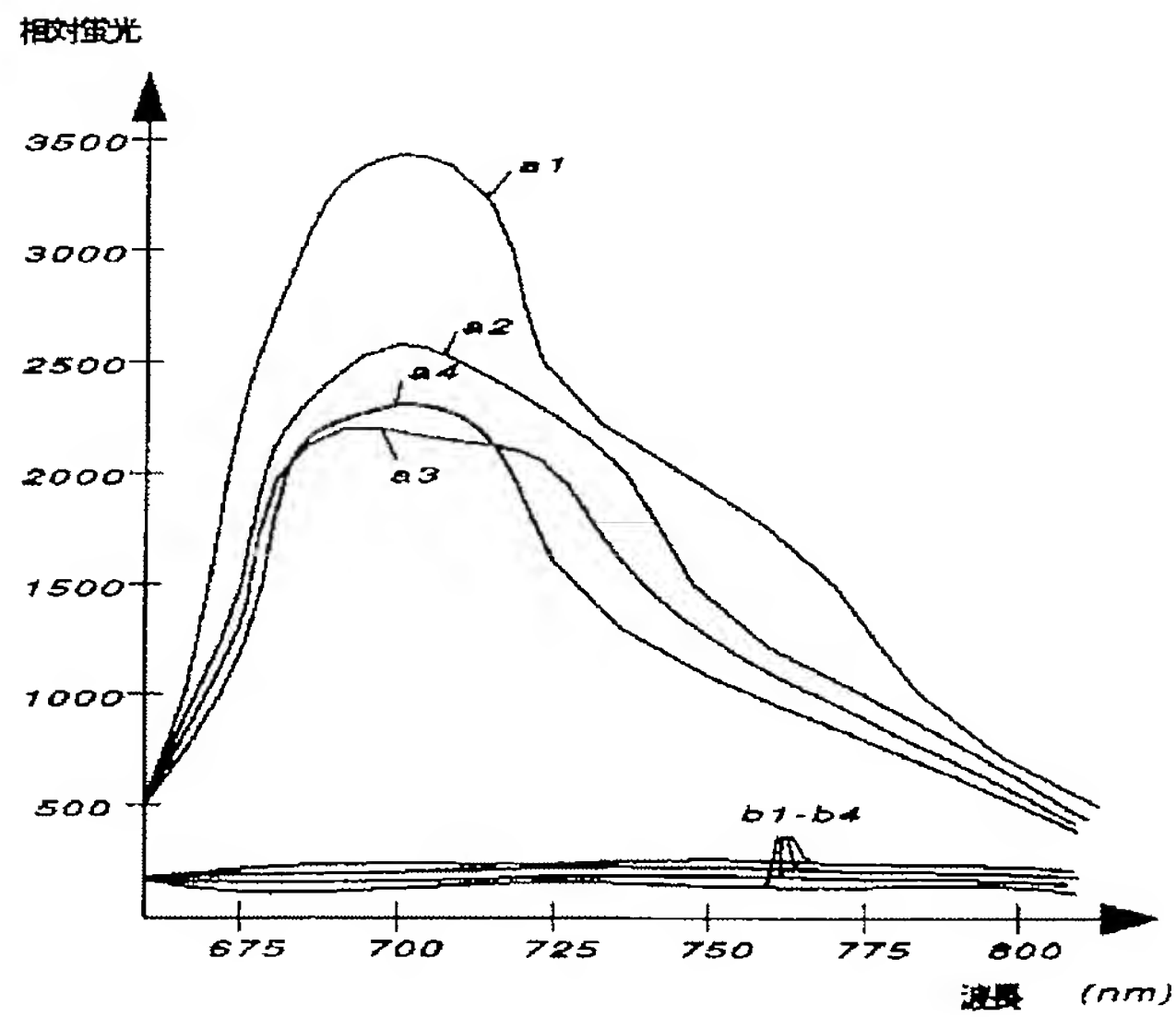
【図 2】



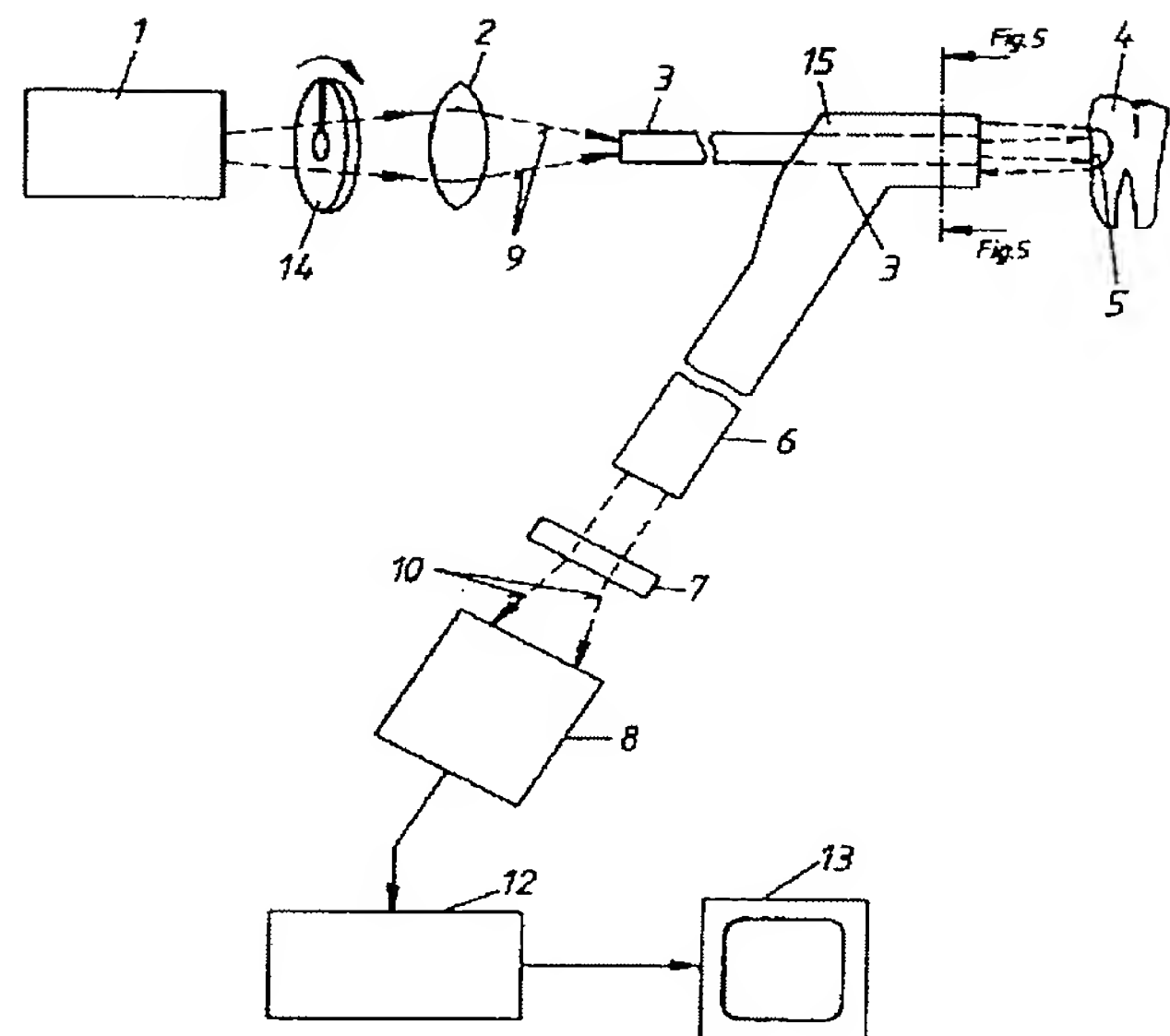
【図 3】



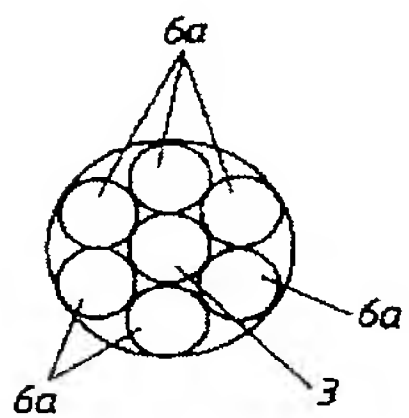
【図1】



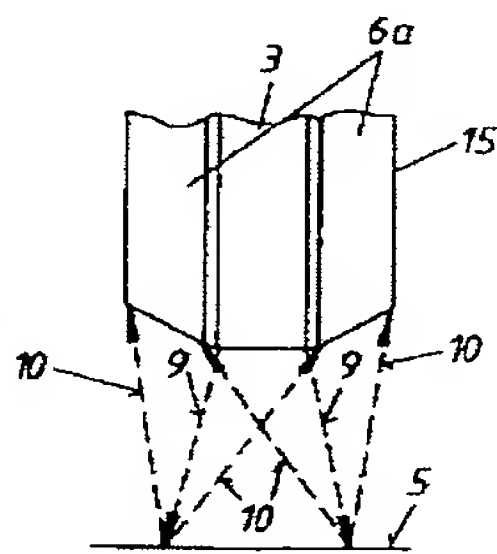
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 ライムント ヒブスト
ドイツ連邦共和国、エルバッハ D-
89155、アインガー ストラッセ 56A

(72)発明者 ロベルト ガル
ドイツ連邦共和国、アウグスブルク D-
86157、ウーラント ストラッセ 38
(72)発明者 マリオ クラフケ
ドイツ連邦共和国、マイナシャフ D-
63814、ツルベンヴェク 32